

(19)日本国特許庁 (J P)

(12)公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2000-139942

(P 2 0 0 0 - 1 3 9 9 4 2 A)

(43)公開日 平成12年5月23日(2000.5.23)

(51)Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テーマコード (参考)

A61B 18/12

A61B 17/39

310

4C060

18/14

315

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 6 頁)

(21)出願番号

特願平10-319189

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号

(22)出願日

平成10年11月10日(1998.11.10)

(72)発明者 大越 泰

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目43番 2 号 オリ

ンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 100058479

弁理士 鈴江 武彦 (外 4 名)

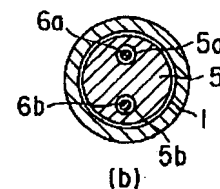
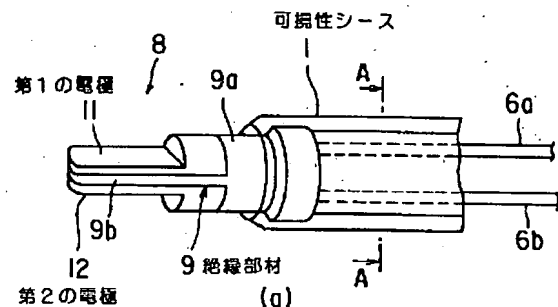
Fターム(参考) 4C060 KK03 KK10 KK12 KK17

(54)【発明の名称】高周波処置具

(57)【要約】

【課題】接線方向から生体組織にアプローチした場合であっても、電極を生体組織に密着でき、生体組織の目的部位を確実に凝固切開できる高周波処置具を提供することにある。

【解決手段】体腔内に挿入される可撓性シース 1 の内側に、第 1 導電性部材としての第 1 の電極 1 1 と第 2 導電性部材としての第 2 の電極 1 2 が絶縁部材 9 を挟んで対向する位置に設けるとともに、前記第 1 の電極 1 1 と第 2 の電極 1 2 と絶縁部材 9 は前記可撓性シース 1 の軸方向に対して相対的に進退可能であることを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 体腔内に挿入される可撓性シースの内側に、第1導電性部材と第2導電性部材が絶縁部材を挟んで対向する位置に設けるとともに、前記第1導電性部材と第2導電性部材と絶縁部材は前記可撓性シースの軸方向に対して相対的に進退可能であることを特徴とする高周波処置具。

【請求項2】 体腔内に挿入される可撓性シースの内側に、第1導電性部材と第2導電性部材が軸方向と直角方向に絶縁部材を挟んで固定されるときに、前記第1導電性部材と第2導電性部材と絶縁部材は前記可撓性シースの軸方向に対して相対的に進退可能であることを特徴とする高周波処置具。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】この発明は、例えば、経内視鏡的に体腔内に挿入され、生体組織を高周波切開する高周波処置具に関する。

【0002】

【従来の技術】可撓性シースの内側に絶縁部材によって絶縁された第1導電部材と第2導電部材からなる一対の電極を設け、前記可撓性シースの先端部から一対の電極を突出させるとともに、一対の電極間に高周波電流を流し、生体組織に前記一対の電極を押し当てることにより、生体組織を凝固切開するバイポーラ型の高周波処置具が知られている。

【0003】このバイポーラ型の高周波処置具は、例えば、特開平9-38103号公報で知られており、図1に示すように、第1の電極aが筒状をなし、第2の電極bが棒状に形成されている。さらに、第1の電極aの内周面に筒状の絶縁部材cが設けられ、この絶縁部材cの内側に第2の電極bが挿通されている。

【0004】そして、第2の電極bの先端は第1の電極aより前方に突出しており、生体組織Aを凝固切開する際には、第1の電極aと第2の電極bの先端を生体組織Aに押し当て、両電極間a、bに高周波電流を流すことにより凝固切開するようになっている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、前記従来の高周波処置具は、第1の電極aが筒状に形成されているため、接線方向から生体組織Aにアプローチした場合、第1の電極aが生体組織Aに接触したとしても、第2の電極bが生体組織Aに接触しないため、目的部位を凝固切開できない。しかも、第2の電極bは棒状であるため、内視鏡のチャンネルから突出させた場合に、生体組織Aに突き刺してしまう恐れがある。

【0006】この発明は、前記事情に着目してなされたもので、その目的とするところは、接線方向から生体組織にアプローチした場合であっても、電極を生体組織に密着でき、生体組織の目的部位を確実に凝固切開できる

高周波処置具を提供することにある。

【0007】

【課題を解決するための手段】この発明は、前記目的を達成するために、請求項1は、体腔内に挿入される可撓性シースの内側に、第1導電性部材と第2導電性部材が絶縁部材を挟んで対向する位置に設けるとともに、前記第1導電性部材と第2導電性部材と絶縁部材は前記可撓性シースの軸方向に対して相対的に進退可能であることを特徴とする高周波処置具にある。

【0008】請求項2は、体腔内に挿入される可撓性シースの内側に、第1導電性部材と第2導電性部材が軸方向と直角方向に絶縁部材を挟んで固定されるときに、前記第1導電性部材と第2導電性部材と絶縁部材は前記可撓性シースの軸方向に対して相対的に進退可能であることを特徴とする高周波処置具にある。

【0009】前記構成によれば、第1導電性部材と第2導電性部材との間に高周波電流を流し、両導電性部材を生体組織に押し当てることにより、生体組織を凝固切開される。

【0010】

【発明の実施の形態】以下、この発明の実施の形態を図面に基いて説明する。図1～図4は第1の実施形態を示し、図1は高周波処置具の全体の側面図、図2(a)は先端部の斜視図、(b)は(a)のA-A線に沿う断面図、図3は先端部の分解斜視図、図4は使用状態の側面図である。

【0011】図1に示すように、体腔内に挿入される可撓性シース1の基端部には操作部2が設けられている。この操作部2にはリング状の固定指掛け部3と、指掛け孔4aを有するスライダ部材4が設けられ、このスライダ部材4には可撓性シース1内に進退自在に挿通されたガイド部材5が連結されている。

【0012】ガイド部材5には軸方向に第1のルーメン5aと第2のルーメン5bが設けられ、第1のルーメン5aには第1の導電性ワイヤ6aが、第2のルーメン5bには第2の導電性ワイヤ6bが挿通され、第1及び第2の導電性ワイヤ6a、6bはスライダ部材4に設けられた電極プラグ7a、7bに接続されている。

【0013】図2及び図3に示すように、前記ガイド部材5の先端部には先端処置部8が設けられている。先端処置部8について説明すると、例えばセラミックによって形成された絶縁部材9は、基端部に円柱部9aを有し、先端部に円柱部9aの軸心を通る扁平部9bを有している。

【0014】絶縁部材9の円柱部9aには扁平部9bを避けて軸方向に第1と第2の貫通孔10a、10bが穿設され、両貫通孔10a、10bの基端部には大径部10cが設けられている。さらに、扁平部9bを挟んで両側には第1導電性部材としての第1の電極11と第2導電性部材としての第2の電極12が設けられている。第

1及び第2の電極11, 12は扁平部9bと同一形状の扁平状で、基部部に肉盛り部11a, 12aが形成され、この肉盛り部11a, 12aには第1と第2の貫通孔10a, 10bと対向するねじ穴11b, 12bが穿設されている。

【0015】そして、第1及び第2の電極11, 12は絶縁部材9の扁平部9bを挟んで重ね合わせ、第1及び第2の貫通孔10a, 10bに挿入され、かつねじ穴11b, 12bにねじ込まれる接続部材としての固定ねじ13, 14によって固定されている。すなわち、固定ねじ13, 14のねじ込みによって第1及び第2の電極11, 12が絶縁部材9の肉盛り部11a, 12aに引き寄せられて固定され、第1及び第2の電極11, 12は絶縁部材9を挟んで扁平へら状に形成されている。

【0016】さらに、固定ねじ13, 14の頭部にはワイヤ接続孔13a, 14aが設けられ、これらワイヤ接続孔13a, 14aには前記第1及び第2の導電性ワイヤ6a, 6bが挿入されて導電性接着剤によって固定されている。

【0017】従って、第1及び第2の導電性ワイヤ6a, 6bは固定ねじ13, 14を介して第1及び第2の電極11, 12に電氣的導通状態に接続されている。しかも、先端処置部8はガイド部材5に固定されているため、操作部2のスライダ部材4の進退操作によって可撓性シース1の先端から突出自在である。

【0018】次に、第1の実施形態の作用について説明する。操作部2のスライダ部材4によってガイド部材5を後退させ、先端処置部8を可撓性シース1内に没入させた状態で、高周波処置具の可撓性シース1を内視鏡の鉗子チャンネル等に挿入し、経内視鏡的に高周波処置具を体腔内に挿入する。次に、スライダ部材4によってガイド部材5を前進させ、先端処置部8を可撓性シース1の先端から突出させる。そして、図4に示すように、生体組織Aの目的部位に先端処置部8をアプローチする。図示しない高周波電源と電極プラグ7a, 7bとを電氣的に接続し、高周波電流を流すと、第1及び第2の導電性ワイヤ6a, 6bを介して第1及び第2の電極11, 12間に高周波電流が流れる。この状態で、先端処置部8を生体組織Aに押し当てると、第1及び第2の電極11, 12が生体組織Aに密着し、生体組織Aが凝固切開される。

【0019】この場合、先端処置部8の第1及び第2の電極11, 12は絶縁部材9を挟んで扁平へら状に形成されているため、接線方向から生体組織Aにアプローチしても、第1及び第2の電極11, 12が生体組織Aに密着させることができ、目的部位を確実に凝固切開できる。

【0020】なお、本実施形態においては、接続部材として固定ねじ13, 14によって第1及び第2の電極11, 12を絶縁部材9に固定したが、固定ねじ13, 1

4に限定されず、接続ピンを導電性接着剤によって第1及び第2の電極11, 12に固定してもよい。

【0021】また、固定ねじ13, 14の頭部にワイヤ接続孔13a, 14aを設け、第1及び第2の導電性ワイヤ6a, 6bを挿入して導電性接着剤によって接続したが、第1及び第2の導電性ワイヤ6a, 6bの先端部にねじ部を設け、ワイヤ接続孔13a, 14aにねじ込んで接続してもよく、第1及び第2の導電性ワイヤ6a, 6bを直接第1及び第2の電極11, 12に接続してもよい。

【0022】なお、固定ねじ13, 14と第1及び第2の導電性ワイヤ6a, 6bを着脱可能に接続することにより、第1及び第2の電極11, 12と絶縁部材9等の先端処置部8が損傷した場合、固定ねじ13, 14と第1及び第2の導電性ワイヤ6a, 6bとの接続部から分離して新しいものと交換することが可能となる。

【0023】また、ガイド部材5を操作部2に対して軸心を中心として回転可能とすることにより、先端処置部8を任意の方向に向けることができ、生体組織Aの切開目的部位の形状に対応できる。

【0024】図5は第2の実施形態を示し、先端処置部20の分解斜視図である。この先端処置部20について説明すると、例えばセラミックによって形成された絶縁部材21は扁平状に形成されている。絶縁部材21の両側には第1導電性部材としての第1の電極22と第2導電性部材としての第2の電極23が設けられている。第1及び第2の電極22, 23は絶縁部材21と同一形状の扁平状で、基部部に肉盛り部22a, 23aが形成され、この肉盛り部22a, 23aの外周面にはねじ部22b, 23bが形成されている。さらに、肉盛り部22a, 23aの後端部にはねじ穴22c, 23cが穿設されている。

【0025】そして、第1及び第2の電極22, 23は絶縁部材21を挟んで重ね合わせ、肉盛り部22a, 23aのねじ部22b, 23bには内周面にめねじ部24aを有する固定リング24が螺合されている。すなわち、固定リング24によって絶縁部材21を挟むように重ね合わせた第1及び第2の電極22, 23が結合され、第1及び第2の電極22, 23と絶縁部材21によって扁平へら状に形成されている。

【0026】さらに、第1及び第2の電極22, 23のねじ穴22c, 23cには第1及び第2の導電性ワイヤ25, 26の先端部に設けられたねじ部25a, 26aがねじ込まれて接続されている。

【0027】本実施形態によれば、第1及び第2の電極22, 23と絶縁部材21との3枚重ね合わせ構造を、1個の固定リング24によって結合されることから組立てがしやすく、構造が簡単でコストダウンを図ることができる。

【0028】図6～図9はループ状の先端処置部を有す

る高周波処置具を示し、第1の実施形態と同一構成部分は同一番号を付して説明を省略する。図6は高周波処置具の全体の側面図、図7(a)は先端処置部の縦断側面図、(b)は(a)のB-B線に沿う断面図、図8は先端処置部の分解斜視図、図9は使用状態図である。

【0029】図6及び図7に示すように、可撓性を有するマルチルーメンチューブ31の第1及び第2のルーメン32a、32bには第1及び第2の導電性部材33、34が軸方向に進退自在に挿通されている。

【0030】第1及び第2の導電性部材33、34の先端部には互いに向い合う方向に折曲する折曲部33a、34aが設けられ、折曲部33a、34aの端面には接続孔33b、34bが穿設されている。また、35は例えばセラミック等の絶縁部材であり、この絶縁部材35は第1及び第2の導電性部材33、34と同一断面形状のブロックであり、両端部には接続孔33b、34bに挿入接続されるねじ部36a、36bが設けられている。従って、第1及び第2の導電性部材33、34と絶縁部材35によってループ状部37が形成されている。

【0031】前述のように構成された高周波処置具によれば、図9に示すように、生体組織Aの一部に隆起したポリープBを切除する場合には、ポリープBにループ状部37を引っ掛け、第1と第2の導電性部材33、34間に高周波電流を流すことにより、ポリープBを高周波切除できる。

【0032】なお、高周波処置具のループ状部37の形状は、図10に示すように、第1及び第2の導電性部材33、34を外側に拡開する方向に曲り癖33c、34cが付けられた形状とすることにより、マルチルーメンチューブ31から突出したときにループ状部37が大きく開口するため、大きなポリープBでも高周波切除可能となる。

【0033】前記実施形態によれば、次のような構成が得られる。

(付記1) 体腔内に挿入される可撓性シースの内側に、第1導電性部材と第2導電性部材が絶縁部材を挟んで対向する位置に設けるとともに、前記第1導電性部材と第2導電性部材と絶縁部材は前記可撓性シースの軸方向に対して相対的に進退可能であることを特徴とする高周波処置具。

【0034】(付記2) 体腔内に挿入される可撓性シースの内側に、第1導電性部材と第2導電性部材が軸方向と直角方向に絶縁部材を挟んで固定されるとともに、前記第1導電性部材と第2導電性部材と絶縁部材は前記可撓性シースの軸方向に対して相対的に進退可能であるこ

とを特徴とする高周波処置具。

【0035】(付記3) 前記第1導電性部材及び第2導電性部材は、可撓性シースの軸方向に挿通された第1の導電性ワイヤ及び第2の導電性ワイヤと着脱可能に接続されていることを特徴とする付記1または2記載の高周波処置具。

【0036】(付記4) 前記絶縁部材を挟んで重ね合わせた第1導電性部材と第2導電性部材とからなる三層構造の先端処置部は、扁平へら状であることを特徴とする付記1または2記載の高周波処置具。

【0037】(付記5) 前記絶縁部材を挟んで重ね合わせた第1導電性部材と第2導電性部材は、1個の固定リングによって結合されていることを特徴とする付記1または2記載の高周波処置具。

【0038】

【発明の効果】以上説明したように、この発明によれば、先端処置部に第1導電性部材と第2導電性部材が絶縁部材を挟んで対向する構造とすることにより、接線方向から生体組織にアプローチした場合であっても、両導電性部材を生体組織に密着でき、生体組織の目的部位を確実に凝固切開できるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】この発明の第1の実施形態を示す高周波処置具の全体の側面図。

【図2】同実施形態を示し、(a)は先端処置部の斜視図、(b)は(a)のA-A線に沿う断面図。

【図3】同実施形態を示し、先端処置部の分解斜視図。

【図4】同実施形態の使用状態の側面図。

【図5】この発明の第2の実施形態を示す先端処置部の分解斜視図。

【図6】開示例を示し、ループ状の先端処置部を有する高周波処置具の全体の側面図。

【図7】同開示例を示し、(a)は先端処置部の縦断側面図、(b)は(a)のB-B線に沿う断面図。

【図8】同開示例の先端処置部の分解斜視図。

【図9】同開示例の使用状態図。

【図10】開示例の変形例を示すループ状部の平面図。

【図11】従来の高周波処置具の使用状態の縦断側面図。

40 【符号の説明】

1…可撓性シース

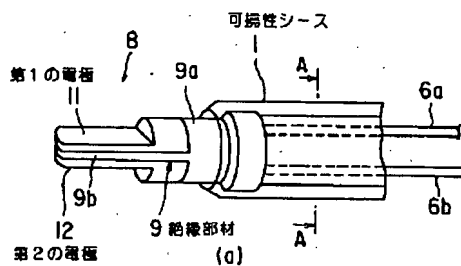
8…先端処置部

9…絶縁部材

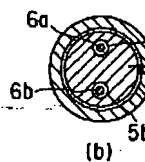
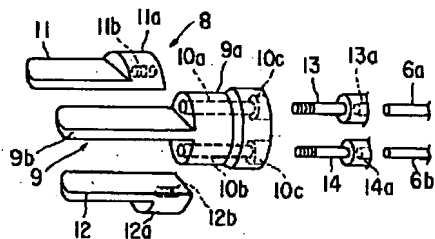
11…第1の電極(第1導電性部材)

12…第2の電極(第2導電性部材)

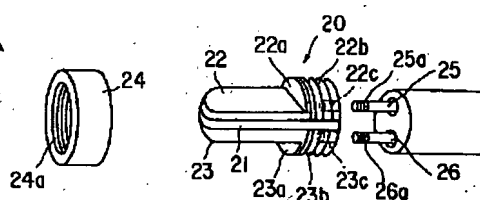
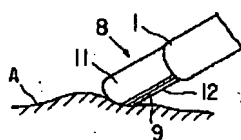
【图 2】



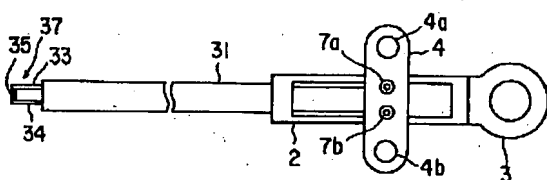
【图 3】



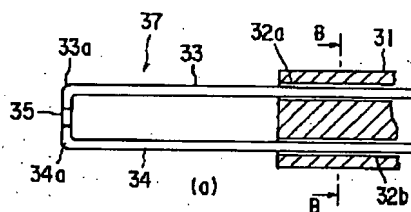
【図5】



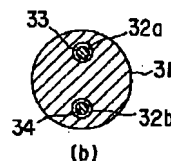
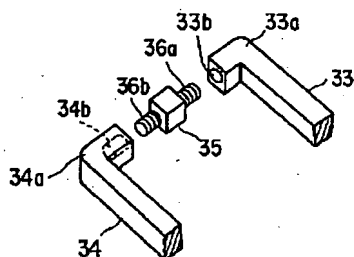
【図 6】



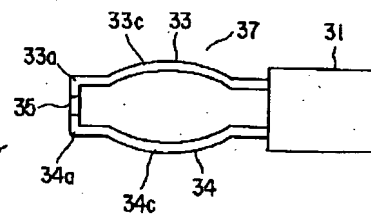
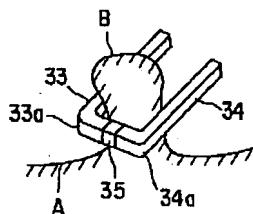
・【図 7】



【图 8】



【図 10】



【図11】

